

## 자기공명영상진단을 위한 RF 코일 제작

원진임, 정은기\*, 권영길, 허영  
한국전기연구소, 연세대학교\*

### A Birdcage Resonator for Magnetic Resonance Imaging

J. I. Won, E. K. Jeong\*, Y. K. Kwon, Y. Huh  
Korea Electrotechnology Research Institute, Yonsei Univ.\*

**Abstract** - 본 연구에서는 자기공명영상에서 인체에 에너지를 주고, 신호를 받는 transceiver 역할을 하는 RF(Radio Frequency) 코일을 제작하여 phantom의 영상을 얻었다. 코일의 종류는 high-pass 타입의 birdcage형으로 제작을 하였으며, 영상을 얻는데 사용한 자기공명영상진단장비는 주 자기장의 세기가 1.5T인 GE사의 시스템이다. 이 시스템을 이용하여 phantom의 축방향과 축방향에 수직인 두 방향의 영상을 얻었다.

#### 1. 서론

자기공명영상(MRI:magnetic resonance imaging) 진단시스템은 외부에서 물리적인 상해를 가하지 않고 높은 정밀도로 병부를 진단할 수 있는 방사선 진단기기이다. 자기공명영상진단기기는 초전도자석, 경사자기장코일, RF 송수신부, 시스템제어부, 그리고 영상화 소프트웨어 기술로 분류할 수 있다.

자기공명영상진단방법은 1970년대 P.C. Lauterbur와 P. Mansfield에 의해 발표가 된 이래, Kumar, Welti와 Ernst에 의해 field gradient pulse와 phase encoding을 이용한 2차원 Fourier transform 영상법이 발표되었으며, 1980년에 들어서면서 실용화가 되어 급속도로 발전을 하고 있다.

자기공명영상방법이 더 효과적으로 병부의 진단에 이용되기 위해서는 신호대 잡음의 비인 SNR(signal to noise ratio)이 높아야 하며, 병부와 정상조직 사이의 상대적인 신호의 차이에 의한 대조도(contrast)가 커야 한다. 신호대 잡음비와 영상에서의 대조도를 높이기 위해서는 pulse sequence 기술의 개발, 초전도 자석의 성능향상, 그리고 인체와 신호를 주고받는 역할을 하는 RF 코일의 개발이 필요하다.

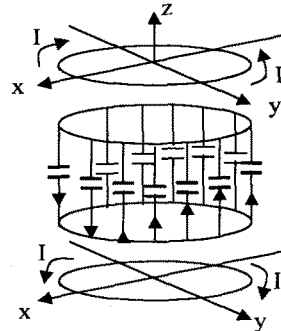
RF 자기장을 만드는 코일로, 제작이 용이하고 가장 균일성이 좋은 것은 솔레노이드이다. 그러나 초전도자석에서는 자기장이 형성되는 방향이 주 자기장과 동일하므로 사용할 수 없다. 자기공명영상을 위한 RF 자기장의 방향은 주 자기장과 수직인 방향이어야 하기 때문이다. 실제 자기공명영상을 얻는데 사용되어지는 코일의 대부분은 birdcage 코일이다.

#### 2. 본론

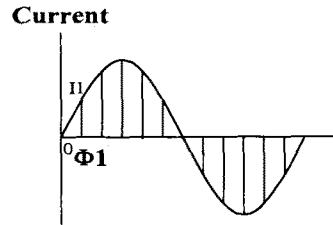
##### 2.1 Birdcage 형 RF 코일의 이론

Birdcage형 RF 코일은 현재 자기공명영상에서 가장 많이 사용되고 있는 코일로 인체가 코일에 들어가는 방향과 RF 코일의 입구가 일치하면서, 발생하는 RF 자기장이 주 자기장에 수직이고, RF 자기장의 공간적인 균일성도 우수하다.

이 코일의 모양과 코일 내에서의 전류의 분포를 아래의 그림 1에 나타내었다.



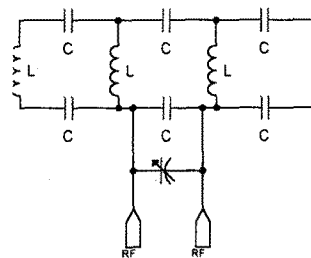
(a) 코일의 모양



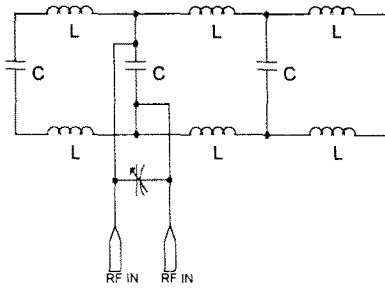
(b) 전류의 분포

그림 1. Birdcage형 RF 코일의 모양과 전류분포

Birdcage형 RF 코일은 high-pass type과 low-pass type으로 나눌 수 있다. 각 코일의 회로도를 아래의 그림 2에 간단하게 나타내었다.



(a) High-pass type



(b) Low-pass type  
그림 2. Birdcage형 RF 코일

그림 2에서 가변 capacitor는 코일의 임피던스를 맞추어주기 위한 것이다.  
각 코일의 공명주파수  $\omega_0$ 는 다음의 식으로 나타내어진다.

$$\omega_0 = \frac{1}{2\sqrt{LC} \sin \frac{\pi}{N}} \quad (\text{high pass type})$$

$$\omega_0 = \frac{2}{\sqrt{LC}} \sin \frac{\pi}{N} \quad (\text{low pass type})$$

여기에서 N은 leg의 개수이며, L은 그림 2에서 나타난 것처럼, 코일 각 부분의 inductance이고, C는 각 코일에 부착하는 capacitor의 용량이다.

## 2.2 코일의 제작

본 연구에서는 high-pass type의 코일을 제작하였다. 제작된 코일의 사이즈는 다음과 같다.

- 주파수( $\omega_0$ ): 63.87MHz (주 자기장의 세기:1.5T)
- 코일의 반지름( $R_{coil}$ ): 100mm
- 차폐 원통의 반지름( $R_{shielding}$ ): 150mm
- Leg의 개수, 길이, 너비: 12개, 250mm, 10mm
- 위·아래 ring의 너비: 15mm

코일의 제작에는 0.08mm 두께의 구리 테잎을 사용하였으며, 주파수를 맞추어 주는 capacitor로는 고 전력용의 chip capacitor를, 그리고 임피던스를 매칭시키기 위한 것으로는 가변 capacitor를 사용하였다.

Leg의 개수는 12개를, 그리고 high-pass type으로 제작을 하였으므로 주파수를 맞추기위해 사용한 capacitor의 개수는 leg 개수의 2배인 24개를 사용하였다. 실제 RF 코일에 부착한 capacitor는 115.6pF의 capacitance를 갖는 것이며, 그때의 주파수는 64.3MHz이었다.

좀 더 정밀하게 주파수를 맞추기위해서 코일의 바깥부분에 구리테잎으로 된 ring을 부착하였다. 그 ring으로 조절할 수 있는 주파수의 영역은 약 2MHz정도까지 가능하였다.

그리고 임피던스를 맞추기위하여 사용한 가변 capacitor의 용량은 최대 50pF까지 가변할 수 있는 것이다. RF 자기장의 차폐를 위하여 반지름이 150mm인 원통에 코일제작에 사용한 것과 동일한 구리테잎을 붙여서 코일과 동심축으로 하여 부착하였는데, 그 차폐 원통을 부착한 상태에서 임피던스를 조절할 수 있도록 하기 위하여 차폐 원통에 작은 홈을 내어서 외부에서 capacitor를 가변할 수 있도록 하였다.

제작한 birdcage형 RF 코일은 아래와 같다.



그림 3. 제작된 birdcage형 RF 코일

## 2.3 제작된 코일로 영상획득

자기공명영상화에 사용되어진 장비는 영상 소프트웨어 5.6판, 1.5T 자기장의 GE사의 Signa Horizon (General Electric Inc., Milwaukee, Wisconsin, USA)이다.

펄스 시퀀스는 장비사에서 제공되어진 스피네코(spin echo) 시퀀스를 사용하였으며, 모두 세 방향(축방향과 축방향에 수직인 두방향)에 대해 영상을 얻었다. 그 각 세 방향 : axial, coronal, sagittal에 대한 FOV(field of view: 실제 보고자하는 영상의 크기를 말한다)는 각각 x와 y방향에 따라 다르게 하였는데, axial은  $FOV_x/FOV_y$ 가 160/160mm, coronal은 200/150mm, sagittal은 200/200mm이다. 그리고 각각에 대한 TR (repetition time: 한 신호 획득 후 다음 신호를 얻는데 까지 걸리는 시간, 즉 반복시간)과 TE(echo time: 시간축에서 신호를 얻을 때, 펄스열의 90° 펄스를 가한 시간과 에코를 얻은 시간 사이의 간격)는 300msec와 10msec로 하였다.

그리고 이때 사용한 phantom은  $CuSO_4$ 가 첨가된 증류수이다

이러한 조건을 적용하여 얻은 영상은 아래와 같다.



(a) axial (b) coronal (c) sagittal

그림 4. 코일을 이용하여 얻은 phantom의 영상

위의 axial영상에서 잘려진 것처럼 된 부분은 공기가 들어간 부분이다. 시료가 누어져 있었기 때문에 공기가 들어간 부분이 위와같이 나타났다. sagittal영상의 왼쪽 부분도 공기가 채워진 곳이다.

## 3. 결 론

현재 실제 임상에서 자기공명영상을 획득하기 위하여 사용되어지고 있는 birdcage형 RF 코일을 직접 제작하여 간단한 phantom의 영상을 얻어 보았다.

위의 영상을 눈으로 확인하기에는 측정된 모든 부분이 동일한 신호를 내고 있는 것 처럼 보인다. Phantom의 용액이 한가지로 동일한 것이므로 모든 부분에서 같은 크기의 신호가 나오는 것으로부터 본 연구에서 제작한 birdcage형 RF 코일이 잘 제작되었다고 볼 수 있다. 그러나 직접 각 부분의 RF 자기장의 세기를 측정해보지 못했으므로 정확하게 판단을 할 수가 없다.

앞으로의 연구는 대상이 phantom이 아닌 실제 인체의 영상을 얻어 병원에서 사용되어지고 있는 코일과의 성능도 비교해 보고, 더욱 높은 신호대 잡음비와 좋은 대조도로 정확한 병부를 판단할 수 있는 코일을 개발하는 방향으로 진행이 요구된다.

#### (참 고 문 헌)

- [1] James Tropp, "The theory of an arbitrarily perturbed bird-cage resonator, and a simple method for restoring it to full symmetry", *J. of Magnetic Resonance*, 95, 235~243, 1991
- [2] Sunyu Su, "A new miniaturizable birdcage resonator design with improved electric-field characteristics", *J. of Magnetic Resonance*, 110(B), 210~212, 1995
- [3] James Tropp, "Mutual inductance in the bird-cage resonator", *J. of Magnetic Resonance*, 126, 9~17, 1997
- [4] Thomas K. F. "An analytical model for the design of rf resonators for MR body imaging", *Magnetic Resonance in Medicine*, 21, 165~177, 1991
- [5] Micheel, D. "Equivalent circuit for birdcage resonators", *Magnetic Resonance in Medicine*, 29, 263~268, 1993
- [6] 정은기, "에코의 개수와 임의 잡음이 T2 이완영상의 구성에 미치는 영향연구 : 8에코 CPMG 영상화 펄스열의 개발", *대한자기공명의과학회지*, 2, 67~72, 1998
- [7] 김대홍, "초전도 자석 핵자기공명 영상 장비를 위한 rf coil의 개발", 석사논문